



별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

**This is to certify that the following application annexed hereto  
is a true copy from the records of the Korean Intellectual  
Property Office.**

출 원 번 호 : 특허출원 2004년 제 0079238 호  
Application Number 10-2004-0079238

출 원 년 월 일 : 2004년 10월 05일  
Date of Application OCT 05, 2004

출 원 인 : 경희대학교 산학협력단 외 6명  
Applicant(s) University-Industry Cooperation Group of KyungHee  
University, et al.

2004 년 12 월 6 일

특 허 청  
COMMISSIONER



【서지사항】

1. 저자명] 특허출원서  
 2. 권리구분] 특허  
 3. 수신처] 특허청장  
 4. 발조번호] 0011  
 5. 출원일자] 2004. 10. 05  
 6. 국제특허분류] G01R  
 7. 발명의 명칭] 자속밀도 처리 장치 및 방법  
 8. 발명의 영문명칭] Apparatus and Method for processing magnetic flux density  
 출원인]  
 【명칭】 경희대학교 산학협력단  
 【출원인 코드】 2-2004-007362-3  
 출원인]  
 【성명】 우응제  
 【출원인 코드】 4-2000-050251-1  
 출원인]  
 【성명】 권오인  
 【출원인 코드】 4-2000-050247-1  
 출원인]  
 【성명】 서진근  
 【출원인 코드】 4-2000-050249-4  
 출원인]  
 【성명】 김태성  
 【출원인 코드】 4-2004-034784-2  
 출원인]  
 【성명】 이석호  
 【출원인 코드】 4-2004-034786-5  
 출원인]  
 【성명】 이병일  
 【출원인 코드】 4-2004-034787-1

8라인)  
 - 【성명】 심창섭  
 {대리인코드} 9-1998-000279-9  
 {포괄위임등록번호} 2004-069322-1  
 {포괄위임등록번호} 2000-062042-1  
 {포괄위임등록번호} 2000-062029-6  
 {포괄위임등록번호} 2000-062039-4  
 {포괄위임등록번호} 2004-068083-0  
 {포괄위임등록번호} 2004-068078-8  
 {포괄위임등록번호} 2004-068080-8  
 8라인)  
 【성명】 김용인  
 {대리인코드} 9-1998-000022-1  
 {포괄위임등록번호} 2004-069323-9  
 {포괄위임등록번호} 2000-062043-9  
 {포괄위임등록번호} 2000-062033-1  
 {포괄위임등록번호} 2000-062041-4  
 {포괄위임등록번호} 2004-068084-7  
 {포괄위임등록번호} 2004-068079-5  
 {포괄위임등록번호} 2004-068081-5  
 9명자)  
 【성명】 우응제  
 {출원인코드} 4-2000-050251-1  
 9명자)  
 【성명】 권오인  
 {출원인코드} 4-2000-050247-1  
 9명자)  
 【성명】 서진근  
 {출원인코드} 4-2000-050249-4  
 9명자)  
 【성명】 김태성  
 {출원인코드} 4-2004-034784-2

▶ [명지]			
▶ [성명]	이석호		
▶ [출원인코드]	4-2004-034786-5		
▶ [명지]			
▶ [성명]	이병일		
▶ [출원인코드]	4-2004-034787-1		
▶ [심사청구]	청구		
▶ [비고]	특허법 제42조의 규정에 의한 출원, 특허법 제60조의 규 정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인 심창섭 (인) 대리인 김용인 (인)		
▶ [수수료]			
▶ [기본출원료]	0	면	38,000 원
▶ [가산출원료]	25	면	0 원
▶ [우선권주장료]	0	건	0 원
▶ [심사청구료]	9	항	397,000 원
▶ [합계]	435,000	원	
▶ [감면사유]	학교		
▶ [감면후 수수료]	217,500	원	

【요약서】

요약】

본 발명은 자속밀도 신호에 포함된 잡음을 효과적으로 제거하기 위한 것으로, 정대상 내에 전류간 주입하는 전류주입수단과, 상기 주입된 전류에 의해 상기 측정 상 내에서 발생하는 자속밀도값 측정하는 자속밀도 측정부와, 상기 측정된 자속밀도값 잡음이 포함되지 않은 제 1 자속밀도 성분과 잡음이 포함된 제 2 자속밀도 성분으로 분리하고, 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거한 후 상기 제 1, 2 자속밀도 성분들을 결합하는 연산부를 포함한다.

【표도】

도 1

【인어】

전류, 전류밀도, MRI, MREIT

1

300 : 연산부	400 : 디스플레이 수단
500 : 전류원	21,31 : 전극
23,33 : 도선	25,35 : 절연용기
37 : 전해물질	

발명의 상세한 설명]

발명의 목적]

발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술]

본 발명은 인체나 물체 등과 같은 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도란 측정하 처리하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

일반적으로 인체 또는 물체의 내부 구조를 영상화하는 기술은 X-선, MRI, 초음 등이 사용되고 있다. 그러나 이들 방법들은 인체 또는 물체의 전기적 특성을 영상 하지는 못한다. 이러한 문제를 해결하기 위한 노력으로, 1989년에는 MRI 기술을 활 하여 측정대상 내부의 전류밀도를 영상화하는 기술이 캐나다 토론토대학의 연구팀 의해 최초로 제안되었고, 그 이후에도 관련된 연구가 활발히 진행되어 왔다. 이것 Current Density Imaging (CDI) 기술이다. 기존의 CDI 기술은 주입된 전류 I로부 유도된 자속밀도 B를 MRI 기술을 이용하여 측정하고, 알페어법칙인  $J=\frac{1}{\mu_0} \nabla \times B$  2 전류밀도 J를 계산하여 내부 전류밀도들 영상화한다.

그러나 이 CDI 기술은 3가지 성분 (

,  $B_y, B_z$ 을 갖는 자속밀도  $B$ 를 얻기 위해서 측정대상을 MRI 장비 내에서 회전시켜야 한다는 단점을 가진다. 이는 MRI 장비 내에 측정대상이 위치하고 있을 때, MRI 장비의 주자장(main magnetic field)의 방향과 일치되는 방향인 z-방향 성분의 자속밀도  $B_z$ 만이 측정 가능하기 때문이다. 즉 MRI 장비가 한 번에 측정 가능한 성분은  $B_z$  성분 하나이기 때문에, 기존의 CDI 기술은 세 방향성분의 자속밀도 벡터 값을 모으기 위하여 MRI 장비 내에서 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시켜야 한다는 심각한 문제점을 가지고 있다.

또한, 인체 또는 장치의 전기적 특성을 영상화하기 위한 기존 기술로는, 1970년 말부터 활발히 연구되어온 전기임피던스단층촬영(Electrical Impedance Tomography, EIT) 기술이 있다. 이 EIT 기술은 측정대상의 전기적 특성을 나타내는 항류(또는 도전율) 영상을 제공한다. 그 EIT 기술은 주로 인체를 측정대상으로 하며, 그 인체의 표면에 여러 개의 전극을 부착하여 인체 내부의 전도율을 영상화한다. 인체의 표면에 부착된 여러 전극들을 통해 전류를 인가한 후에 다시 표면에 부착된 전극을 통해 전압을 측정하여 인체 내부의 전도율을 영상화하는 기술이다. 이렇게 인체 내부의 전도율에 따라 영상화할 수 있는 것은 혈액, 뼈, 허파, 심장, 뼈 등의 인체 내부의 생체조직들이 서로 다른 전기적 특성을 가지기 때문이다. 상기 EIT 기술의 단점으로는 측정된 전압과 전도율의 비선형성과 내부 전도율 변화에 대한 측정전압의 낮은 민감도 때문에 공간 해상도와 정확성이 매우 낮다는 단점을 가지고 있다. 이와 같은 문제를 극복하기 위하여 CDI 기술과 EIT 기술을 융합시킨 자기공명 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography, MREIT)이 개발되었다.



그러나 상술한 기술 또한 뼈와 같은 수소 원자의 밀도가 낮은 영역에서 자  
밀도 신호가 매우 미약하거나 존재하지 않기 때문에 자속밀도 신호를 직접적으로  
특할 수 없으며, 측정신호의 손실 및 상기 신호에 포함된 불필요한 잡음으로 인하  
정확한 도전을 영상복원이 어렵다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제]

본 발명의 목적은 상기한 기존의 기술들의 단점을 보완하기 위해 안출한 것으로  
자속밀도 신호에 포함된 잡음을 효과적으로 제거하고, 도전을 정확하게 복원하  
데 적합한 자속밀도 신호 처리 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

본 발명의 다른 목적은 자속밀도 신호가 미약하거나 존재하지 않는 영역의 자속  
도를 계산하는 자속밀도 신호 처리 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

발명의 구성 및 작용]

상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 자속밀도 처리 장치는, 측정대상  
에 전류를 주입하는 전류주입수단과, 상기 주입된 전류에 의해 상기 측정대상 내에  
발생되는 자속밀도를 측정하는 자속밀도 측정부와, 상기 측정된 자속밀도를 잡음  
포함되지 않은 제 1 자속밀도 성분과 잡음이 포함된 제 2 자속밀도 성분으로 분리  
고, 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거한 후 상기 제 1, 2 자속밀도 성분들  
결합하는 연산부를 포함한다.

상기 연산부는 상기 자속밀도 측정부를 통해 얻어진 MRI 영상의 세기 변화를 근  
로 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하거나, 상기 제 2 자속밀도 성분에  
당하는 영상의 공간적 기울기를 근거로 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거

다. 또는, 상기 연산부는 상기 MRI 자기강도 (Magnitude) 영상의 세기 변화와 상기 간격 기울기를 근거로 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거한다.

상기 연산부는 자속밀도가 측정되지 않는 영역의 경계에 해당하는 상기 측정된 속밀도를 근거로, 자속밀도가 측정되지 않는 영역 내부의 자속밀도를 계산한다.

본 발명의 자속밀도 처리 방법은, 측정대상 표면에 부착된 전류주입수단을 통해 기 측정대상 내부에 전류를 공급하는 단계와; 상기 전류에 의해 상기 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도를 측정하는 단계와; 상기 측정된 자속밀도를 잡음이 포함된 않은 제 1 자속밀도 성분과 잡음이 포함된 제 2 자속밀도 성분으로 분리하는 단계; 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 단계와; 상기 제 1, 2 자속밀도 분들을 결합하는 단계를 포함한다.

상기 측정된 자속밀도를 잡음이 포함되지 않은 제 1 자속밀도 성분과 잡음이 포함된 제 2 자속밀도 성분으로 분리하는 단계는, 설정된 연산식에 상기 측정된 자속밀도를 적용하여 상기 제 1 자속밀도 성분을 계산하는 단계와; 상기 제 2 자속밀도 성을 구하기 위해 상기 측정된 자속밀도와 상기 제 1 자속밀도 성분 간의 차를 계산하는 단계를 포함한다.

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 일실시예를 상세히 설명하면 다음과 같다.

도 1은 본 발명에 따른 자속밀도 처리 장치의 구성을 나타낸 도면이다. 도 1에 의한 바와 같이, 본 발명에 따른 장치는, 인체나 물체 등과 같은 측정대상 (S)의 내에 여러 방향 (

1, 2, ..., N)의 전류들을 차례로 주입하는 다수의 전류주입수단(100)들과, 상기 측정상(S) 내부에 주입된 전류들에 따른 상기 측정대상(S) 내의 자속밀도들을 측정하는 자속밀도 측정부(200)와, 상기 측정된 자속밀도  $B_z$ 를 두 가지의 성분  $B_z^a$ 과  $B_z^b$ 로 분리하고, 상기 자속밀도 성분  $B_z^b$ 에서 잡음을 제거하는 연산부(300)와, 상기 측정대상(S)의 내부를 자속밀도의 영상으로 나타내는 디스플레이 수단(400)과, 상기 전류주입수단(100)에 전류를 공급하는 전류원(500)을 포함한다.

상기 전류주입수단(100)은, 구리와 같은 비자성의 금속이나 도전율이 매우 큰 재료로 이루어진 전극(21)과, 상기 전극(21)에 전류를 공급하는 도선(wire)(23)를 포함한다. 상기 측정대상(S)의 표면에 상기 전극(21)을 직접적으로 부착시키는 것이 가능하지만, 상기 측정대상(S)의 표면(boundary)에서 자속밀도의 왜곡을 방지하기 위해 상기 전극(21)을 상기 측정대상(S)의 표면으로부터 이격(separate)시키는 것이 바람직하다. 따라서 본 발명의 전류주입수단(100)의 일 실시예는, 도 2에 도시한 바와 같이 상기 전극(21)을 상기 측정대상(S)으로부터 이격시키기 위해 상기 전극(21)과 부딪히는 절연용기(25)를 더 포함한다. 상기 절연용기(25)의 한쪽 면은 상기 전극(21)에 부착되고, 다른 면은 개방된 상태로 상기 측정대상(S)과 접촉한다. 그리고 상기 절연용기(25)의 내부에는 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지가 삽입되어 있다. 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지는 전극(21)으로부터 공급되는 전류가 절연용기(25) 내에 균일하게 흐르게 한다. 이처럼 절연용기(25)를 이용하여 상기 전극(21)을 측정대상(S)의 표면으로부터 일정 간격만큼 이격시키고 동시에 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지를 이용하여 상기 측정대상(S)에 전류가 균일하

공급함으로써, 전극 (21)과 접촉하는 측정대상 (S)의 표면 근처에서 MRI 영상의 왜곡을 줄일 수 있다.

본 발명의 전류주입수단 (100)의 다른 실시예는, 도 3a 및 3b에 도시한 바와 같이 전극 (31)과, 상기 전극 (31)에 연결된 도선 (33)와, 상기 전극 (31)을 부착한 구형 (半球形)의 절연용기 (35)를 포함한다. 상기 절연용기 (35)의 한쪽 면은 상기 전극 (31)과 부착되고, 다른 면은 개방된 상태로 상기 측정대상 (S)과 접촉한다. 그리고 기 절연용기 (35)의 내부에는 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지 (37)가 삽입되어 있다.

상기 전류주입수단 (100)들은 측정대상 (S)의 둘레에 부착되고, 한번에 두 개의 전류주입수단 (100)에만 전류가 흐르게 된다. 따라서 두 개의 전류주입수단 (100)에 의해 상기 측정대상 (S)내에 전류가 공급된다. 전류주입수단 (100)의 개수를 E라고 가정할 때, 상기 측정대상 (S) 내에 전류를 주입하기 위한 전류주입수단 (100) 쌍에 대한 쌍의 수 N은  $E(E-1)/2$  개이다. 이는 상기 측정대상 (S)내에서 흐르는 전류 경로의 수와 같다. 상기 전류주입수단 (S)의 쌍 사이의 주입 전류들  $I_j$  ( $j=1,2,...,N$ )라고 한다. 상기 전류  $I_j$ 는 상기 측정대상 (S) 내에서 전류 밀도  $\vec{J} = (J_x, J_y, J_z)$ 를 발생시킨다.

상기 자속밀도 측정부 (200)는 MRI 장치로서, 상기 전류  $I_j$ 에 따른 상기 측정대상 (S) 내의 자속 밀도  $B_j$ 를 측정한다. 특히, 상기 자속 밀도  $B_j$  중 상기 자속밀도 측정부 (200)의 주자장 (main magnetic field)과 평행한 z방향에 해당하는 자속 밀도  $B_z$ 를 측정한다. 즉, 상기 자속밀도 측정부 (200)는 상기 측정대상 (S) 내에 주입된 각 전류 ( $I^1, I^2, I^3, \dots, I^N$ )에 의해 발생하는 자속 밀도  $(B_x^1, B_x^2, \dots, B_x^N)$ 를 측정한다.

상기 연산부 (300)는 전류주입수단 (100) 량을 차례로 선택하며 상기 선택된 전류  
 입수단 (100) 량으로 하여금 상기 측정대상 (S) 내에 전류단 주입하도록 상기 전류주  
 수단 (100)들을 제어한다. 또한 상기 연산부 (300)는 상기 자속밀도 측정부 (200)에  
 해 측정된 자속 밀도  $B_z$ 를 제 1, 2 자속밀도 성분  $B_x$ 와  $B_y$ 로 분리한다. 여기서,  
 기 제 1 자속밀도 성분  $B_x$ 은 상기 측정대상 내부의 패턴 및 에지 등의 세밀한 특  
 (feature)들을 나타내는 정보를 포함하지 않고 완만한 특징 (smooth feature)을 나  
 내는 정보를 포함한다. 상기 제 2 자속밀도 성분  $B_y$ 은 패턴 및 에지 등의 상기 세  
 립한 특징들을 나타내는 정보와 잡음을 포함한다. 상기 연산부 (300)는 상기 제 2 자  
 밀도 성분  $B_y$ 에서 잡음을 제거한 후, 상기 제 1, 2 자속밀도 성분  $B_x$ 와  $B_y$ 을 결  
 시킨다. 상기 결합된 제 1, 2 자속밀도 성분  $B_x$ 와  $B_y$ 는 잡음이 제거된 자속밀도  
 다. 상기 연산부 (300)는 잡음이 제거된 상기 자속밀도를 설정된 전도를 복원 알고  
 즘에 적용하여 상기 측정대상 (S) 내부의 도전을  $\sigma$ 과 전류밀도  $J$ 를 계산한다. 여  
 서, 상기 도전을  $\sigma$ 은 저항률  $\rho$ 의 역수이므로  $1/\rho$ 로 표현될 수 있다. 그리고, 상  
 디스플레이 수단 (400)은 상기 도전을  $\sigma$  및 전류밀도  $J$ 에 따라 상기 측정대상 (S)  
 내부를 각각 영상화한다.

본 발명에 따른 자속밀도 처리 방법을 구체적으로 설명하면 다음과 같다.

먼저, 도 1에 도시한 바와 같이, 측정대상 (S)의 둘레 즉, 신체의 둘레에 다수의  
 류주입수단 (100)이 부착된다. 도전을  $\sigma$ 를 구하기 위해서는 측정대상 (S) 내부에 차  
 로 주입되는 전류들은 적어도 둘 이상의 방향으로 주입되어야 하기 때문에 상기 전  
 주입수단 (100)은 적어도 3개 이상 필요하며 적절한 간격으로 배치되어야 한다.

상기 측정대상 (S)의 표면에 상기 전류주입수단 (100)이 부착된 상태에서 상기 전류주입수단 (100) 쌍을 하나씩 차례로 선택하고, 차례로 선택되는 상기 전류주입수단 (100) 쌍을 통해 상기 측정대상 (S) 내부에 전류  $I^j$  ( $j=1,2,\dots,N$ )를 차례로 공급한다. 때, 자속밀도 측정부 (200)는 상기 측정대상 (S) 내에 주입된 각 전류들 ( $I^1, I^2, \dots, I^N$ )에 의해 각각 발생하는 상기 측정대상 (S) 내의 자속 밀도  $\nabla^2 A^j$ 를 측정한다. 상기 자속밀도 측정부 (200)는 방향에 해당하는 자속 밀도만을 측정한다. 여기서, 상기 표면 전압  $\nabla^2 A^j$ 은 상기 선택된 전류주입수단 (100) 쌍을 통해 상기 측정대상 (S)에 전류가 공급될 때, 선택되지 않은 전류주입수단 (100)들과 측정대상 (S) 사이의 경계면 (boundary)에서의 전압이다. 즉, 상기 표면 전압  $\nabla^2 A^j$ 은 상기 선택되지 않은 전류주입수단 (100)들에 의해 측정된다.

도 4a는 잡음을 포함하지 않은 이상적인 자속밀도의 영상을 나타내고, 도 4b는 잡음을 포함하는 상기 측정된 자속밀도  $B_z^j$ 의 영상을 나타낸다. 도 4b에 도시된 바와 같이, 상기 측정된 자속 밀도  $B_z^j$ 에는 상기 자속밀도 측정부 (200) 등으로 인한 기계 오차 또는 환경적 요인으로 인한 잡음들이 포함된다. 상기 연산부 (300)는 상기 측정된 자속밀도  $B_z^j$ 를 제 1, 2 자속밀도 성분  $B_z^h$ 과  $B_z^v$ 로 분리한다. 우선, 상기 연산부 (300)는 경계조건 (boundary condition)  $B_z^h = B_z^v$ 을 만족하는 수학식 1을 이용하여 제 1 자속밀도 성분  $B_z^h$ 을 계산한다.

수학식 1] 
$$\nabla^2 B_z^h = 0$$

그리고, 상기 연산부 (300)는 상기 제 2 자속밀도 성분  $B_z'$  얻기 위해서 상기 정된 자속밀도  $B_z'$ 과 상기 계산된 제 1 자속밀도 성분  $B_z$ 의 차  $B_z'-B_z$ 를 계산한

도 4c는 상기 측정 대상 내부의 패턴 및 에지 등에 해당하는 상기 자속밀도 영의 섬세한 굴곡과 변화 (variation)를 나타내는 정보와 잡음을 포함하는 제 2 자속도 성분  $B_z'$ 을 도시한다. 도 4d는 상기 자속밀도 영상의 완전한 굴곡과 변화를 나타내는 정보들을 포함하는 제 1 자속밀도 성분  $B_z$ 을 도시한다. 상기 제 1 자속밀도 성분  $B_z$ 에서 잡음을 제거할 필요는 없지만, 상기 제 2 자속밀도 성분  $B_z'$ 에 포함된 음은 제거되어야 한다.

본 발명은 상기 제 2 자속밀도 성분  $B_z'$ 에 포함된 잡음을 효과적으로 제거하기 하여 두 가지의 확산계수를 제안한다. 첫 번째 확산계수는 도 5a의 상기 MRI 자기도 (Magnitude) 영상의 사전정보로부터 얻어진다. 상기 MRI 영상의 사전정보는 상기 RI 자기강도 영상의 세기 (intensity) 변화 ( $\nabla M$ )에 근거하며, 상기 MRI 영상에서 여지는 상기 측정 대상 내부의 패턴 및 에지와 관련된 정보들을 포함한다. 두 번째 산계수는 상기 제 2 자속밀도 성분  $B_z'$ 에 해당하는 영상의 공간적 기울기 ( $\nabla M$ )로부터 얻어진다. 수학식 2는 상기 두 확산계수 모두를 사용하는 확산 모델의 예를 보인

수학식 2] 
$$\frac{\partial u}{\partial t} = \nabla \cdot [\Phi(|\nabla M|) \Psi(|\nabla u|) \nabla u] \nabla M$$

- 여기서, 초기조건은  $u(x,y,0)=B_z'(x,y)$ 이고, 상기 함수  $\Psi(\nabla u)=\frac{1}{\sqrt{\nabla u^2+1}}$  이

기 연산부 (300)는 상기 두 확산계수 중 적어도 하나를 이용하여 상기 제 2 자속밀 성분  $B_z'$ 에 포함된 잡음을 제거한다. 첫 번째 확산계수를 이용하는 경우, 상기 제 1 자기강도 영상의 세기 변화를 근거로 상기 측정 대상 내부의 조직간의 경계를 판할 수 있다. 두 번째 확산계수를 이용하는 경우, 상기 제 2 자속밀도 성분  $B_z'$  영의 공간적 기울기 ( $\nabla u$ )를 근거로 상기 측정 대상 내부의 조직간의 경계를 보존하서 잡음만을 제거할 수 있다.

기 제 2 자속밀도 성분  $B_z'$ 에 포함된 잡음이 제거된 이후에, 상기 연산부 (300)는 기 제 1 자속밀도 성분  $B_z$ 와 상기 제 2 자속밀도 성분  $B_z'$ 를 결합시킨다. 이렇게면, 잡음이 제거된 자속밀도  $B_z'$ 를 얻을 수 있다.

측정 대상 내부의 일부가 공기로 채워진 경우에 그 영역의 자속밀도는 측정될 없다. 따라서, 그 영역의 경계에서 측정된 자속밀도  $B_z'$ 를 이용하여 자속밀도가 정되지 않는 영역의 자속밀도  $B_z'$ 를 계산한다. 상기 연산부 (300)는 적절한 문턱값 적용하여 자속밀도가 측정되는 영역 A와 자속밀도가 측정되지 않는 영역 B의 경계 상기 MRI 영상으로부터 검출한다. 그리고, 상기 검출된 경계에서 라플라스 방정식  $\nabla^2 B_z=0$ 을 만족하는 상기 영역 B의 자속밀도  $B_z'$ 를 계산한다.

이어, 상기 연산부 (300)는 상기 측정된 자속밀도  $B_z'$ 와 상기 계산된 자속밀도  $B_z'$ 를 설정된 전도율복원 알고리즘에 적용하여 상기 측정대상 (S) 내부의 도전을  $\sigma$ 와



• 전류밀도  $J$ 를 계산한다. 상기 계산된 도전을  $\rho$ (또는 전류밀도  $J$ )는 도 5b와 같이 영화 된다.

#### 발명의 효과]

상술한 바와 같이, 본 발명은 인체 또는 장치 등과 같은 측정대상의 자속밀도를 측정 후, 상기 자속밀도에 포함된 잡음 신호만을 효과적으로 제거하여 전도를 영의 질을 높일 수 있다. 그리고, 기존의 MRI 장치로는 측정할 수 없었던 영역의 자속밀도를 그 경계영역에서 측정된 자속밀도를 이용하여 계산할 수 있다. 따라서, 측정 대상 내부의 자속밀도를 보다 정확하게 영상으로 재현할 수 있다.

또한, 자속밀도의 일차 혹은 이차의 공간미분 결과값 데이터로 사용하여 전기전을 영상 또는 전류밀도 영상을 복원할 경우, 잡음신호의 제거 결과로 정확하게 상을 얻을 수 있다. 상기과 같이 보다 정확히 복원된 전기 도전을 영상 또는 전류도 영상들은 인체조직의 전기적 특성이 고려되는 신경/근육 자극기(electric/magnetic stimulator), 세동 제거기(defibrillator), 심박 조율기(cardiacemaker) 등 전자기 에너지를 이용하는 진단기기나 치료기기의 최적화가 가능해진

이상에서 설명한 내용을 통해 당업자라면 본 발명의 기술 사상을 이탈하지 아니는 범위에서 다양한 변경 및 수정이 가능함을 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명 기술적 범위는 실시예에 기재된 내용으로 한정되는 것이 아니라 특허 청구의 범위의해 정해져야 한다.

특허청구범위]

요구항 1]

측정대상 내에 전류가 주입하는 전류주입수단과,

상기 주입된 전류에 의해 상기 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도를 측정하는

자속밀도 측정부와,

상기 측정된 자속밀도를 잡음이 포함되지 않은 제 1 자속밀도 성분과 잡음이 포함된 제 2 자속밀도 성분으로 분리하고, 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거한

상기 제 1, 2 자속밀도 성분들을 결합하는 연산부단을 포함하는 것을 특징으로 하는 자속밀도 처리장치.

요구항 2]

제 1 항에 있어서,

상기 연산부는 상기 자속밀도 측정부를 통해 얻어진 MRI 자기강도 영상의 세기화를 근거로 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 것을 특징으로 하는 자속밀도 처리장치.

요구항 3]

제 1 항에 있어서,

상기 연산부는 상기 제 2 자속밀도 성분에 해당하는 영상의 공간적 기울기값 근거로 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 것을 특징으로 하는 자속밀도 처리장치.

구항 4]

제 1 항에 있어서,

상기 연산부는 자속밀도가 측정되지 않는 영역의 경계에 해당하는 상기 측정된 속밀도를 근거로, 자속밀도가 측정되지 않는 영역 내부의 자속밀도를 계산하는 것  
특징으로 하는 자속밀도 처리 장치.

구항 5]

측정대상 표면에 부착된 전류주입수단을 통해 상기 측정대상 내부에 전류를 공  
하는 단계와;

상기 전류에 의해 상기 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도를 측정하는

계와;

상기 측정된 자속밀도를 잡음이 포함되지 않은 제 1 자속밀도 성분과 잡음이 포  
된 제 2 자속밀도 성분으로 분리하는 단계와;

상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 단계와;

상기 제 1, 2 자속밀도 성분들을 결합하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는

자속밀도 처리 방법.

구항 6]

제 5 항에 있어서,

상기 측정된 자속밀도를 잡음이 포함되지 않은 제 1 자속밀도 성분과 잡음이  
함된 제 2 자속밀도 성분으로 분리하는 단계는,

선택된 연산식에 상기 측정된 자속밀도값 적용하여 상기 제 1 자속밀도 성분을 산하는 단계와;

상기 제 2 자속밀도 성분을 구하기 위해 상기 측정된 자속밀도와 상기 제 1 자속밀도 성분 간의 차를 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자속밀도 처리 방법.

#### 구항 7]

제 5 항에 있어서,

상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 단계에서,

MRI 영상의 세기 변화를 근거로 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 것을 특징으로 하는 자속밀도 처리 방법.

#### 구항 8]

제 5 항에 있어서,

상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 단계에서,

상기 제 2 자속밀도 성분에 해당하는 영상의 공간적 기울기를 근거로 상기 제 2 자속밀도 성분에서 잡음을 제거하는 것을 특징으로 하는 자속밀도 처리 방법.

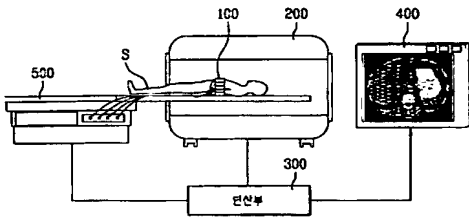
#### 구항 9]

제 5 항에 있어서,

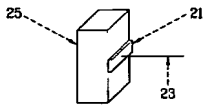
자속밀도가 측정되지 않는 영역의 경계에 해당하는 상기 측정된 자속밀도 값을 근거로, 자속밀도가 측정되지 않는 영역 내부의 자속밀도값을 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 자속밀도 처리 방법.

【도면】

도 1]



도 2]



도 3a]

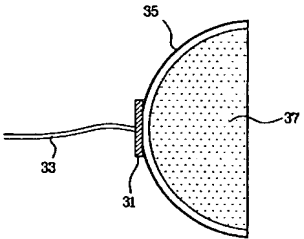


Fig. 3b)

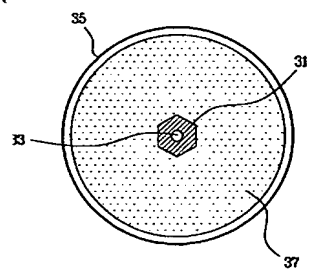
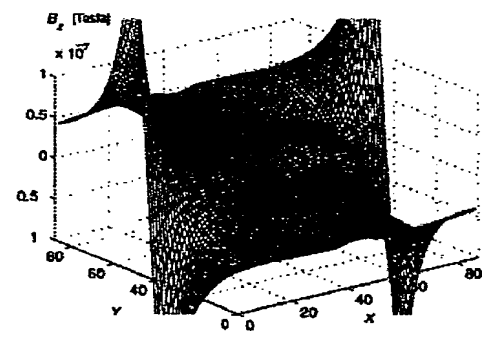
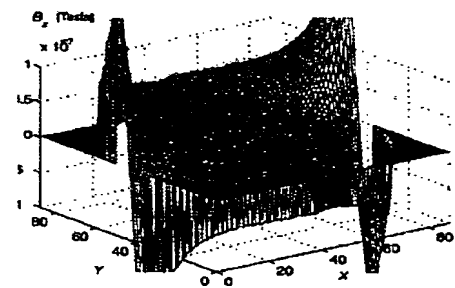


Fig. 4a)

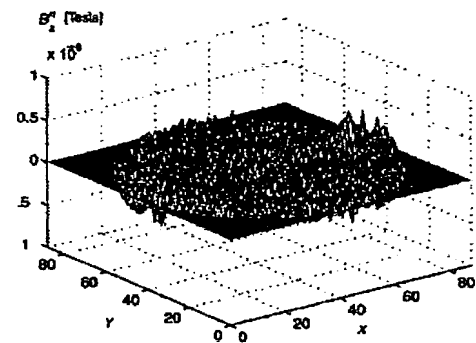


r

z 4b]

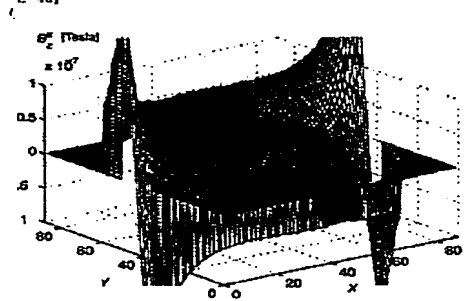


z 4c]

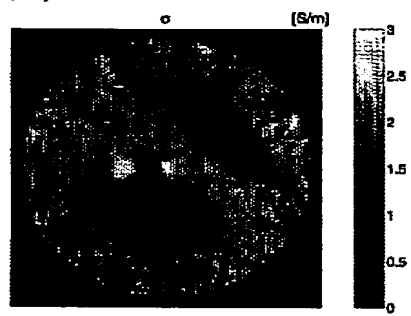


c

z 4d)

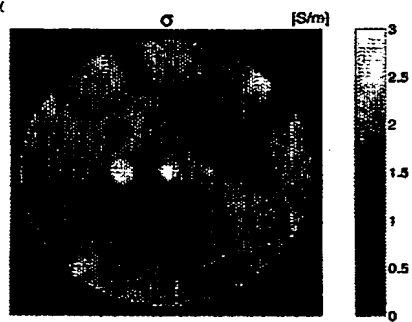


z 5a)





5b)



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**